

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Měření pulsní oximetrie
Pulse oximetry measurement

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých bylo čerpáno.

.....

Lukáš Peter

Datum odevzdání bakalářské práce: 7. 5. 2009

V Ostravě

dne

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval panu Ing. Martinu Černému za jeho podporu při mém studiu problematiky měření pulsní oximetrie a za cenné rady a připomínky k vypracování této práce. Můj vděk patří také rodičům, kteří mi vždy vytvořili pracovní-tvůrčí podmínky a za všech okolností mě podporovali.

Abstrakt

Tématem bakalářské práce je návrh a tvorba měřicího řetězce pro zaznamenání pulsní křivky, který se stane základem pro laboratorní úlohu při měření v laboratořích Biomedicínské techniky. Pro snímání jsou použity standardní senzory pro pulsní oximetrii firmy Massimo a RALL. Měření je prováděno pomocí měřicí karty NI6009. Mezi výhody této karty patří, že disponuje jak analogovými vstupy, tak digitálními výstupy, kterými je celý měřicí řetězec napájen. Jako vizualizační program je zvoleno vývojové prostředí LabVIEW, které je přímo určeno pro komunikaci s použitou měřicí kartou.

Klíčová slova

pulsní oximetrie, NI 6009, LabVIEW, Massimo, RALL

Abstract

The topic of the bachelor thesis is to design and to create a measuring chain for a pulse curve. It is supposed to become the base of the measurement in the laboratories of Biomedical engineering. Standard oximetry sensors manufactured by Massimo and RALL are used for the scanning and the measuring card NI6009 is used for the measurement. The advantage of this card is its disposal of analogue inputs as well as digital outputs which feed the whole measuring chain. Visualization program LabVIEW serves for the communication with the measuring card.

Key words

pulse oximetry, NI 6009, LabVIEW, Massimo, RALL

Seznam použitých symbolů a zkratek

AI	Analog Input - analogový vstup
AO	Analog Output - analogový výstup
CO ₂	Oxid uhličitý
DP	Dolní propust
GND	GrouND - stínění
Hb	Hemoglobin
HbO ₂	Oxihemoglobin
LED	Light Emitting Diode - svítivá dioda
NI	National Instruments
NPN	Bipolární tranzistor
O ₂	Kyslík
PP	Pásmová propust
RHb	Deoxihemoglobin
SaO ₂	Saturace arteriální krve kyslíkem
SvO ₂	Saturace venózní krve kyslíkem
USB	Universal Serial Bus - univerzální sériová sběrnice

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Optické senzory	2
2.1	Prvky optických senzorů	2
2.1.1	Světelný zdroj.....	2
2.1.2	Optické elementy.....	2
2.1.3	Fotodetektory	3
3	Přenos kyslíku krví	4
3.1	Fyzikálně rozpuštěný kyslík v krevní plazmě.....	4
3.2	Přenos kyslíku chemickou vazbou.....	4
3.2.1	Hemoglobin.....	4
3.3	Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík	6
4	Optické měření nasycení krve kyslíkem.....	8
4.1	Absorbance.....	8
5	Oximetrie	10
5.1	Intravaskulární oximetrie	10
5.2	Pulsní oximetrie.....	10
5.2.1	Historie pulsní oximetrie	11
5.2.2	Princip pulsní oximetrie	11
5.2.3	Pulsní křivka.....	13
5.2.4	Reflexní a transmisní snímání	14
5.2.5	Výhody a nevýhody pulsní oximetrie	16
5.2.6	Příbuzné metody.....	16
6	Pulsní oximetr.....	17
6.1	Konstrukční řešení.....	17
6.2	Blokové schéma	18
6.2.1	Optická sonda.....	18
6.2.2	Vstupní zesilovač	19
6.2.3	A/D převodník, procesor a paměť	20
6.2.4	Napájecí zdroj	20

7	Vlastní řešení	21
7.1	Návrh měřicího řetězce	21
7.2	Popis blokového schématu	21
7.2.1	Optická sonda.....	22
7.2.2	Analogové předzpracování signálu	24
7.2.3	NI6009.....	26
7.2.4	Napájení sondy	28
7.2.5	Návrh a realizace měřicího software	29
8	Závěr.....	32
9	Seznam použité literatury.....	33
10	Seznam obrázků	34
11	Seznam příloh.....	35

1 Úvod

Měřicí a řídicí technika v biomedicíně je jednou z nejdůležitějších aplikací technologií a techniky vůbec. Měřicí technika v medicíně umožňuje lékařům přesněji a včas stanovit diagnózu, a tím snižovat riziko trvalých následků či dokonce předcházet úmrtí pacientů. Proto je sledování základních životních funkcí jedince tou nejzákladnější aplikací měřicí techniky v biomedicíně.

Lidské tělo, jeho tkáň, potřebuje pro zajištění správných fyziologických aktivit a funkcí stálý přísun kyslíku. Přísun kyslíku z vnějšího prostředí do tkání a zároveň odvod oxidu uhličitého z tkání pryč zajišťuje správná funkce dýchací soustavy a malého a velkého krevního oběhu. Velmi dobrými ukazateli těchto správných činností jsou měření nasycení krve kyslíkem a měření pulsní křivky.

Dnes se pro stanovení množství sycení hemoglobinu kyslíkem a měření pulsní křivky užívají spektrofotometrické metody. Tyto metody by měly být pro pacienta co nejmenší zátěží, proto se nejčastěji užívá měření pomocí neinvazivních optických sond, kterými se měří na velmi dobře přístupných místech, jako jsou prst nebo ušní lalůček. Takovou neinvazivní a velmi spolehlivou metodou je pulsní oximetrie.

Cílem této bakalářské práce je snaha přiblížit a popsat způsob měření pulsní křivky pomocí pulsní oximetrie, analyzovat standardní optickou sondu, která je nedílnou součástí měření a která zajišťuje přímý kontakt s měřeným místem a tvorba měřicího software, na jehož základě bude měření realizováno. Konečným výsledkem všech těchto částí je laboratorní úloha, která pomůže k jasnějšímu pochopení měření pulsní křivky.

2 Optické senzory

Technický obor zabývající se aplikacemi a následným zpracováním jevů plynoucích z interakce optického záření a látky se nazývá optoelektronika. Základními technickými prostředky optoelektroniky jsou elektroluminiscenční diody, laserové diody, optická vlákna, displeje z kapalných krystalů a nejčastěji užívané fotodiody a fototranzistory.

2.0 Prvky optických senzorů

Návrh určitého senzoru se liší podle jistých kritérií. Podle typu užitého optického čidla a podle zamýšleného užití senzoru (pro různé aplikace různé vlastnosti použitých komponentů).

Při měření pomocí optických metod se obecně užívá těchto částí: světelný zdroj, optické komponenty ke generování a tvarování světelného paprsku a fotodetektor pro příjem a zpracování signálu.

2.0.1 Světelný zdroj

V jistých aplikacích, nejčastěji v přenosné technice, jsou jako světelný zdroj užity LED diody, které v těchto aplikacích svými vlastnostmi převyšují ostatní možné zdroje. Jsou malé a levné, mají nízkou energetickou spotřebu, jsou schopny vyzařovat různé vlnové délky a je snadné s nimi pracovat. Tyto světelné zdroje jsou zdrojem elektromagnetického záření v rozsahu vlnových délek 600-750nm červeného světla, a 850-1000nm pro infračervené světlo.

2.0.2 Optické elementy

Optické elementy slouží k manipulaci se světelnými paprsky, k jejich tvarování a k řízení dopadu paprsku na fotodetektor.

2.0.3 Fotodetektory

Hlavním úkolem fotodetektoru je přeměna optického signálu na elektrický. Při výběru fotodetektoru pro optická čidla jsou velmi důležité samotné vlastnosti detektoru:

- velká citlivost v oblasti pracovních vlnových délek
- velká elektrická odezva na přijatý optický signál
- minimální šum generovaný detektorem
- malá velikost
- velká spolehlivost a životnost
- nízká cena

Existuje několik možných způsobů realizace fotodetektoru, pomocí fotonek nebo jiných polovodičových fotodetektorů. Obě tyto varianty jsou možné, záleží pouze na konkrétních požadavcích aplikace, obzvláště pak na požadavcích vlnových délek.

Pro mnohé aplikace jsou nejvýhodnější fotodiody, především pro svou stálost a jednoduché zapojení.

Někdy se využívá zapojení dvou fotodetektorů. Takovéto zapojení slouží k odstranění nežádoucích vlivů, jako je změna teploty nebo změna intenzity světla. Docílíme tak přesnějšího měření.

[2]

3 Přenos kyslíku krví

Kyslík je nepostradatelný pro život všech tkání lidského těla. Nedostatek kyslíku, dokonce jen na několik minut, může vést k poškození tkání a poruše funkce orgánů, a pokud trvá déle, také ke smrti.

Hemoglobin, který je normálně obsažen v červených krvinkách, je molekulou odpovědnou za transport kyslíku a jeho uvolňování ve tkáních. Hemoglobin přijímá kyslík v plicích a přenáší ho až do malých kapilár, kde se kyslík uvolňuje do tkání. U zdravého člověka hemoglobin v červených krvinkách přenáší asi 98 procent kyslíku v těle a zbylá dvě procenta kyslíku jsou rozpuštěna v plazmě.

3.0 Fyzikálně rozpuštěný kyslík v krevní plazmě

Množství fyzikálně rozpuštěného O_2 v krevní plazmě se řídí zákonem o rozpustnosti plynů v kapalinách. Objem plynu, který se při konstantní termodynamické teplotě rozpustí v určitém objemu kapaliny, je přímo úměrný tlaku plynu nad kapalinou. Při styku plynu a kapaliny se plyn v kapalině rozpouští tak dlouho, dokud se tlaky plynu v kapalině a v prostředí nevyrovnají.

Minutová spotřeba kyslíku v tkáních je mnohonásobně vyšší, než je fyzikálně rozpuštěný kyslík schopen pokrýt. Pokud by pro zásobování organismu bylo využíváno pouze fyzikálně rozpuštěného O_2 , musel by být minutový srdeční objem daleko vyšší.

3.1 Přenos kyslíku chemickou vazbou

Celkovou spotřebu O_2 v tkáních by nebylo možno hradit pouze z kyslíku fyzikálně rozpuštěného, proto je majoritně kyslík přenášen prostřednictvím chemické vazby na hemoglobin.

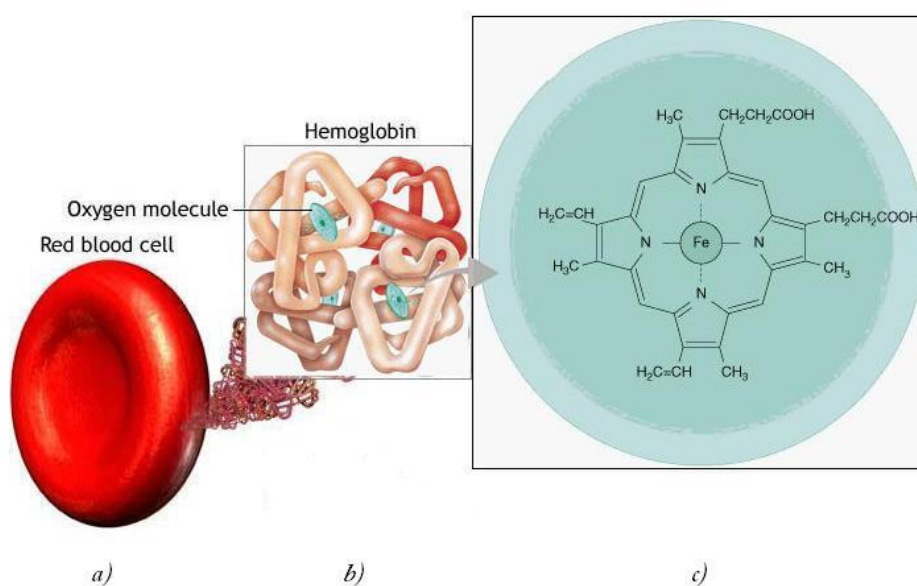
[3]

3.1.1 Hemoglobin

Hemoglobin (Hb) je červené krevní barvivo, které je obsaženo v červených krvinkách - erytrocytech. Má schopnost vázat a uvolňovat kyslík a přenášet opačným směrem oxid uhličitý.

Vlastní hemoglobin má čtyři subjednotky, každou tvoří polypeptidový řetězec, ke kterému je připojena skupina zvaná hem. Hem je sloučenina s centrálním atomem železa, který váže kyslík. Čtyři polypeptidy tvoří globin - bílkovinu, která zabírá 96% molekuly hemoglobinu. Všechny lidské hemoglobiny mají stejný hem, ale liší se v bílkovinné složce - tak se odlišují jednotlivé typy. U zárodku se vyskytuje embryonální hemoglobin, u plodu fetální, který je po narození nahrazen hemoglobinem dospělého typu.

[7]



Obr.1 a) červená krvinka - erytrocyt b) stavba hemoglobinu c) chemická stavba sloučeniny HEM s centrálním atomem železa, který na sebe váže kyslík

[7]

Kyslík je přenášen pomocí vratné chemické vazby na hemoglobin. Každá molekula hemoglobinu má 4 vazebná místa pro kyslík. Jeden gram hemoglobinu je schopen vázat 1,34ml kyslíku, pokud jsou využita všechna vazebná místa, tzn. je-li 100% satureován.

Existují dva základní typy hemoglobinu, funkční a dysfunkční. Funkční, oxihemoglobin a deoxihemoglobin, je schopen transportu kyslíku a dysfunkční, dyshemoglobin, který není schopen navazovat kyslík.

Je-li hemoglobin 100% satureován, pak se nazývá oxihemoglobin – HbO_2 . Odloučením kyslíku z oxihemoglobinu vzniká deoxihemoglobin – RHb , schopný opět navazovat kyslík.

Dyshemoglobin vzniká tehdy, když je na molekulu hemoglobinu vázána jiná molekula než O_2 . Například pokud je vázán CO – karboxihemoglobin nebo pokud vznikl dyshemoglobin oxidací železa – methemoglobin.

[3]

3.2 Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík

Množství kyslíku přenášeného chemickou vazbou se vyjadřuje pomocí nasycení krve kyslíkem, označované SaO_2 – saturace krve kyslíkem, pro arteriální krev a SvO_2 pro smíšenou venózní krev. Nasycení se udává v procentech a lze jej vypočítat ze známých koncentrací oxihemoglobinu – c_{HbO_2} a deoxihemoglobinu – c_{RHb} . Pro výpočet saturace krve platí:

$$SaO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{RHb}} \quad (3.1)$$

Kde:

SaO_2 ... nasycení krve kyslíkem

c_{HbO_2} ... koncentrace oxihemoglobinu

c_{RHb} ... koncentrace deoxihemoglobinu

nebo také

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{HbO_2 + RHb} \cdot 100 \quad (3.2)$$

Kde:

HbO_2 ... oxihemoglobin

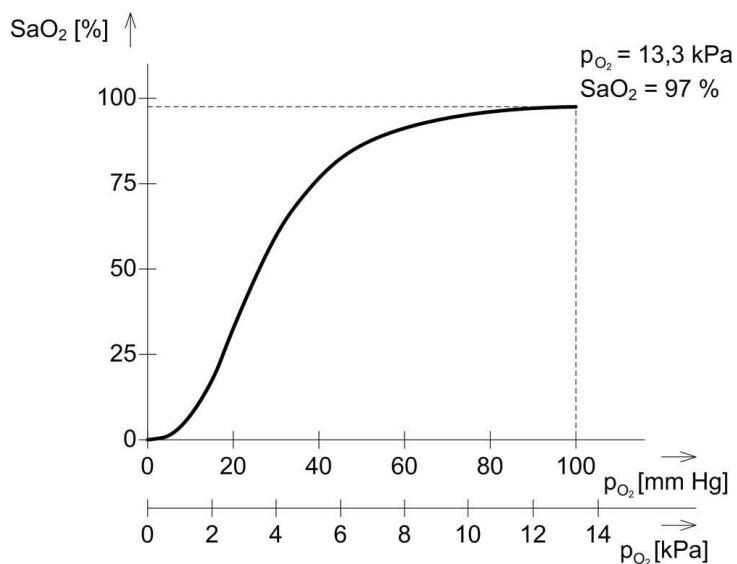
RHb ... deoxihemoglobin

Množství fyzikálně rozpuštěného kyslíku a množství kyslíku transportovaného pomocí chemické vazby na hemoglobin je ve vzájemné dynamické rovnováze. V okamžiku, kdy se fyzikálně vázaný kyslík při průchodu tkáněmi spotřebovává, mění se parciální tlak. Tato změna je částečně kompenzována uvolňováním kyslíku z oxihemoglobinu v červených krvinkách. Množství uvolněného kyslíku z hemoglobinu závisí na poklesu tlaku a je dáno

disociační křivkou. Nejvyšší parciální tlak kyslíku, a tedy nasycení krve kyslíkem, je v arteriální krvi, nejmenší ve smíšené žilní krvi.

Na rozdíl od fyzikálně rozpuštěného kyslíku, kde je závislost na změně tlaku lineární, je u kyslíku vázaného na hemoglobin závislost esovitého tvaru.

[1]



Obr.2 Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík
 SaO_2 – saturace hemoglobinu kyslíkem, P_{O_2} – parciální tlak kyslíku

[1]

4 Optické měření nasycení krve kyslíkem

Optické měření nasycení krve kyslíkem je založeno na platnosti Lambert-Beerova zákona absorbance. Absorbance roztoku určité látky je pro monochromatické záření úměrná její koncentraci.

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l \quad (4.1)$$

Kde:

A	... absorbance
ε [mol.L ⁻¹]	... molární ediční koeficient
c [mol.L ⁻¹]	... molární koncentrace rozpuštěné látky
l [m]	... vzdálenost, kterou záření urazí v roztoku

Při optickém měření nasycení krve kyslíkem se využívá rozdílu absorbance světelného záření mezi roztoky s různou koncentrací. Oxihemoglobin a hemoglobin sice nejsou v plazmě přímo rozpuštěny, ale vzhledem k jejich mikroskopickým rozměrům, rozměrům červených krvinek a jejich membrán, lze na krev z makroskopického hlediska jako na roztok pohlížet.

4.0 Absorbance

Absorbance je bezrozměrná veličina, udávající kolik světelného záření bylo roztokem absorbováno. Jedná se o záporně vzatý logaritmus podílu intenzity záření I_o z roztoku vystupujícího k intenzitě záření do roztoku vstupujícího I_i .

$$A = -\log \frac{I_o}{I_i} \quad (4.2)$$

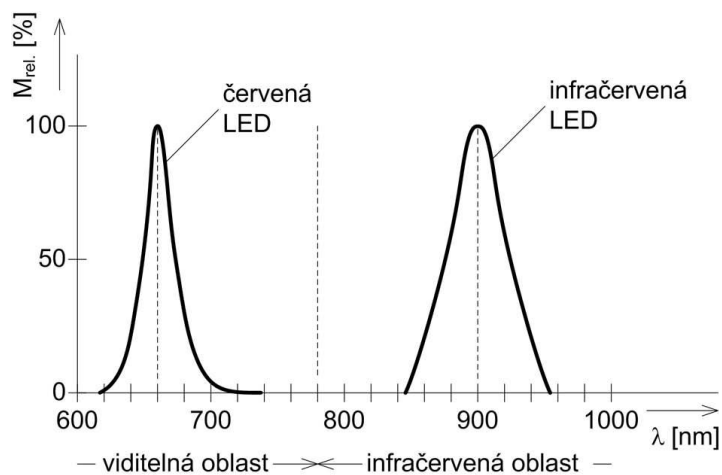
Kde:

A	... absorbance
I_o	... intenzita záření vystupujícího z roztoku
I_i	... intenzita záření vstupujícího do roztoku

Tímto způsobem můžeme měřit nasycení krve kyslíkem v případě, že máme zdroj monochromatického světla nebo zdroj světla, jehož spektrální charakteristika, závislost vyzařované intenzity na vlnové délce, se co možná nejvíce monochromatickému světlu blíží. Tuto podmínku splňují světelné zdroje s mřížkovým nebo hranolovým monochromátorem, které bývají používány ve stolních přístrojích pro spektrofotometrii.

Miniaturním a levným zdrojem záření jsou LED diody. Ty však nelze považovat za monochromatický zdroj, i když emitují záření v malých rozsazích vlnových délek.

[1]



Obr.3 Intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro červenou a infračervenou LED diodu

[1]

5 Oximetrie

Metoda pro stanovení obsahu kyslíku v krvi a měření pulsní křivky. Nejčastěji se užívá pulsní oximetrie, která je pro svou neinvazivnost jednoduchým a přesným ukazatelem správné činnosti srdce a kvalitního rozvodu O_2 v těle.

5.0 Intravaskulární oximetrie

Metoda invazivního měření nasycení krve kyslíkem. Pomocí intravaskulární oximetrie lze měřit saturaci krve speciálním katétrem, který je zaveden přímo do tepny nebo žíly. V klinické praxi se tohoto měření nejvíce využívá k měření nasycení smíšené žilní krve, označované SvO_2 . Měření se provádí v plicní tepně, kam se zavádí katétr přes pravou srdeční komoru. Používá se Swan-Ganzův katétr (pulmonální katétr), který umožňuje měření tlaku v arterii pulmonalis, nepřímé měření tlaků levého srdce, srdeční výdej a také eventuální odběr vzorků smíšené venózní krve. Tento katétr je vybaven optickými vlákny. Dvě z vláken procházejí až ke špičce katétru, kde jsou zakončena. Jedno z vláken záření emituje, zdrojem záření jsou dvě LED diody. Záření pak prochází krví ve velmi blízkém okolí špičky katétru a je druhým vláknem přenášeno na konec tohoto vlákna, kde je umístěna fotodioda, jež slouží jako detektor záření.

5.1 Pulsní oximetrie

Pulsní oximetrie je diagnostická metoda umožňující neinvazivní měření nasycení krve kyslíkem a měření pulsní křivky. Měření se provádí pomocí elektronického měřiče zvaného oximetr. Princip spočívá:

- v měření přeneseného světla přes průsvitné místo
- na závislosti vlnové délky přenášeného světla a absorpance krve
- ve vyhodnocení kvality zásobování tkání kyslíkem

Měří se poměr krevního barviva (hemoglobinu), které je nasyceno kyslíkem, k celkovému množství hemoglobinu ve zkoumaném vzorku krve ve zkoumané části tkáně.

Výsledkem měření je saturace krve kyslíkem a pulsní křivka pacienta.

[1]

5.1.1 Historie pulsní oximetrie

Počátky oximetrie spadají až do období kolem roku 1930, kdy se v Německu začalo užívat spektrofotometrických metod k zjišťování propustnosti světla skrze lidskou kůži. Ale až v roce 1939 vznikl jeden z prvních pulsních oximetrů, sluchový kyslíkový metr.

Až za druhé světové válce našly pulsní oximetry své uplatnění. Bylo zapotřebí sledovat oksyličení krve pilotů, kteří létali ve vysokých nadmořských výškách.

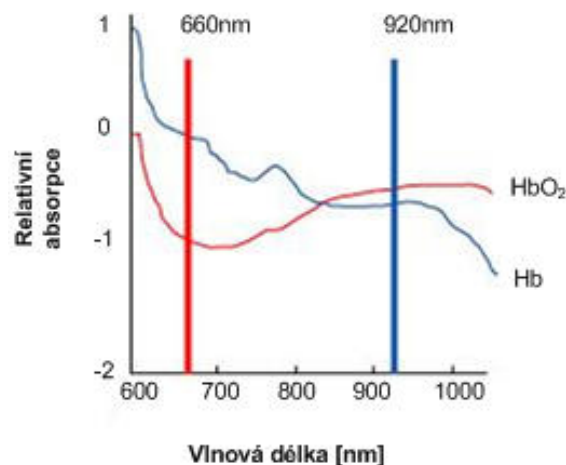
V roce 1942 se začalo pro měření pulsní oximetrie užívat dvou vlnových délek světla. Zjistilo se, že pro krev nasycenou kyslíkem je propustnost světla v červené a zelené oblasti vlnových délek rozdílná. V červené oblasti je propustnost světla závislá na nasycení krve kyslíkem, kdežto v zelené závislá není. V dnešních pulsních oximetrech se užívá červené a infračervené světlo.

Oximetry prošly mnoha změnami a modifikacemi. Od prvních sluchových kyslíkových metrů, přes pokusy firmy Hewlett Packard, měření pomocí osmi vlnových délek, až po dnešní pulsní oximetry, měřící pomocí dvou vlnových délek. První pulsní oximetry našly své uplatnění ve fyziologii, letectví a výzkumu. Nyní se užívají na všech nemocničních odděleních a staly se neodmyslitelnou součástí pro neinvazivní monitorování životních funkcí pacienta v reálném čase.

[4]

5.1.2 Princip pulsní oximetrie

Měření se provádí výhradně optickou metodou, která využívá toho, že arteriální krev s vyšším procentuálním obsahem oxihemoglobinu má jasně červenou barvu, kdežto venózní krev s nižším procentuálním obsahem oxihemoglobinu a zároveň s vyšším procentuálním obsahem deoxihemoglobinu, je tmavě červená. Toto lze vidět na změně absorpčního koeficientu hemoglobinu v závislosti na různých vlnových délkách.

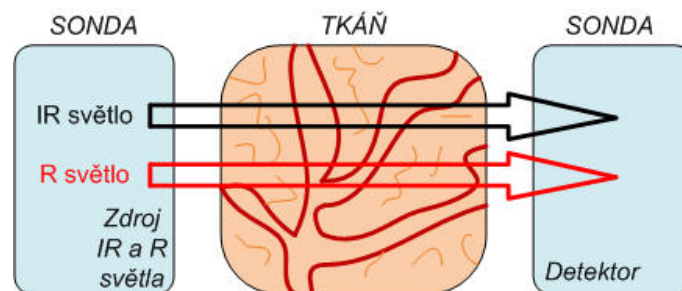


Obr.4 Graf závislosti absorpčního koeficientu na vlnové délce
HbO₂ – oxihemoglobin, Hb - deoxihemoglobin

[1]

Optická sonda obsahuje zdroj světelného záření, a to zdroj záření dvou vlnových délek v jedné speciální LED diodě. Nejčastěji je naproti ní umístěn ne světlo citlivý prvek. Používá se jen fotodioda, neboť má oproti fototranzistoru nebo fotorezistoru daleko větší spektrální rozsah a vyšší citlivost.

Pulsní oximetrie tedy pracuje na základě střídavého měření na dvou různých vlnových délkách. Pomocí červené a infračervené LED diody, které emitují světlo o vlnových délkách, červené – 600-750nm a infračervené – 850-1000nm, se prosvěcuje dobře prokrvená tkáň, nejčastěji prst, popřípadě i ušní lalůček. Tyto tkáně obsahují velmi hustou síť vlásečnic, jsou dobře zásobeny krví, velmi dobře prosvětlitelné a jsou to snadno přístupná místa. Tmavá zduřelá kůže, mozoly ani nalakované nehty nemají na přesnost měření vliv.



Obr.5 Princip optické metody měření

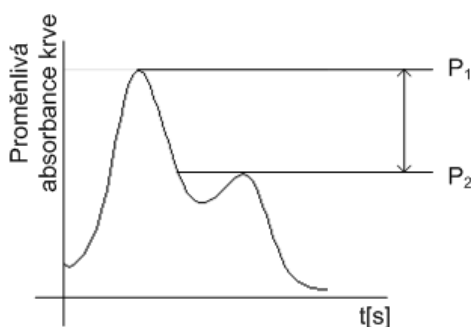
Prostřednictvím fotodiody se pak měří intenzita světelného záření prošlého tkání. Tato intenzita bude záviset na vlastnostech diod LED, optických vlastnostech prosvěcované tkáně a vlastnostech fotodiody.

Metoda vychází z poznatku, že v oblasti červené části světelného spektra je velký rozdíl mezi propustností krve dobře nasycené kyslíkem a krve obsahující málo kyslíku, zatímco v infračervené oblasti světla je propustnost světelného záření na nasycení krve kyslíkem nezávislá.

[1][4][5]

5.1.3 Pulsní křivka

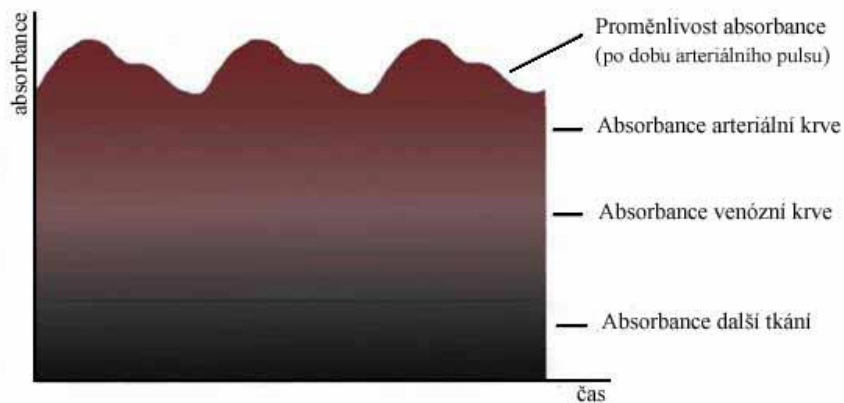
Při změnách tlaku krve a saturaci krve kyslíkem v souvislosti s činností srdce se mění objem kapilár, což způsobuje změnu absorpce, odrazu a rozptylu světla. Na základě těchto údajů se pak měří pulsní křivka, která představuje v čase měnící se složku absorpance krve.



Obr.6 Pulsní vlna

Srdeční stah vyvolá vznik tlakové vlny v artérii, jejíž maximální hodnota je P_1 . Tato vlna po dosažení oblastí malých artérií z části pronikne do nich a z části se od nich odrazí, čímž se v artérii objeví tlaková vlna, která se šíří v protisměru. V důsledku odrazu tlakové vlny se objeví v konečném tvaru pulsové vlny další maximální hodnota. Odražená tlaková vlna zvýší krevní tlak v systole, který má jinak tendenci postupně se snižovat. Takto vzniklé druhé tlakové maximum označujeme jako P_2 .

[12]



Obr.7 Míra absorpce záření v krvi

Pulsní křivka je neinvazivním a přesným ukazatelem správné činnosti srdce. Při měření se také může využít pro výpočet tepové frekvence.

5.1.4 Reflexní a transmisní snímání

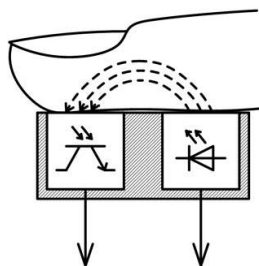
Existují dvě metodiky vysílání světla skrze měřené místo, přenos a odraz. Metoda založená na průchodu světelných paprsků tkání se nazývá transmisní a metoda založená na principu odrazu světla v prosvěcované tkáni se nazývá reflexní.

5.1.4.1 Reflexní oximetrie

Vysílač a přijímač světelných paprsků jsou vedle sebe na vnitřní straně prstu. LED dioda emituje světlo, které se v tkáni odrazí a dopadá na fotodetektor. Množství odražených paprsků je závislé na množství krve v tkáni.

Výhoda této metody spočívá v tom, že měření může být aplikováno na kteroukoliv část povrchu těla. Velkou nevýhodou však je, že při jakémkoliv pohybu kůže proti senzoru dochází ke ztrátě kontaktu světelných paprsků s kůží, a ty se odrazí od jejího povrchu a dostanou se do fotodetektoru, aniž by prosvítily požadovanou tkáň. Takto vznikají nepřesnosti a artefakty měření.

[1]

**Obr.8 Uspořádání reflexního snímače pro pulsní oximetrii**

[1]

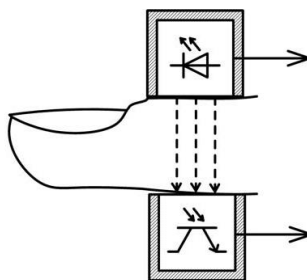
5.1.4.2 Transmisní oximetrie

Tato metoda je založena na průchodu světelných paprsků tkání. Tyto paprsky jsou vysílány ze světelného zdroje přiloženého na vnější straně prstu. Na protilehlé straně prstu je fototranzistor nebo fotodioda, nejčastěji se užívá fotodioda.

Průchodu světla brání několik pohlcovačů - kůže, tkáň, žilní a tepenná krev. Při vzestupu objemu krve v systole dochází k nárůstu okysličené tepenné krve, což má za následek vyšší absorpenci světelných paprsků, kterých tedy dopadne na fototranzistor méně. Při diastole je tomu naopak, absorbance je menší, světelných paprsků tedy na fototranzistor dopadne více.

Výhodou této metody je přesné monitorování pacienta. Nevýhodou je nutná aplikace v místech, kde se dá očekávat dobrá propustnost tkáně pro světelné paprsky, aby prošly tkání v dostatečné a potřebné intenzitě. Intenzita závisí na složení tkáně, kterou paprsky procházejí.

[1]

**Obr.9 Uspořádání transmisního snímače pro pulsní oximetrii**

[1]

5.1.5 Výhody a nevýhody pulsní oximetrie

Výhodou pulsní oximetrie (transmisní i reflexní) je, že měření je spojité, neinvazivní a může být použito na různých částech těla pacienta.

Nevýhodou a tím i omezením pulsní oximetrie je, že tato metoda dokáže při měření rozlišit pouze redukovaný hemoglobin, deoxyhemoglobin, a ostatní hemoglobin, který se skládá z oxihemoglobinu a karbonylhemoglobinu, které měří společně. Hladina karbonylhemoglobinu pak falešně ovlivňuje výsledky měření. Toto je třeba respektovat u silných kuřáků.

Faktory vedoucí ke snížení pulsové amplitudy na prstu

- Chlad
- Pokles krevního tlaku
- Svalový třes
- Ozařování pacienta infrazářiči

Pulsní oximetry nezobrazují jen SpO_2 – saturaci krve kyslíkem, zobrazují také pulsní křivku a hodnotu tepové frekvence. Jsou součástí patientských monitorů a jiných diagnostických zařízení. Mohou se také vyskytovat jako samostatné přístroje ve formě mobilních zařízení, která se mohou využívat pro domácí či sportovní účely nebo pro dlouhodobé monitorování pacienta během jeho vlastních denních činností.

5.1.6 Příbuzné metody

Příbuznými diagnostickými metodami pulsní oximetrie jsou pletysmografie a kapnometrie. Obě tyto metody také využívají optického principu měření.

Kapnometrie umožňuje stanovit procentuální podíl oxidu uhličitého CO_2 ve vydechovaných plynech a zobrazit křivku měnící se koncentrace CO_2 v průběhu celého dechového cyklu.

Pletysmografie je vyšetřovací metoda sloužící ke sledování kvality prokrvení tělesných tkání a poskytuje informace o činnosti a reaktivitě cév. Přístroj pro aplikaci pletysmografie se nazývá pletysmograf, opět pracuje na principu množství absorpce prostředí. Měřicí sonda se přikládá na vyšetřovanou oblast, na protilehlou stranu se umísťuje fotodetektor. Touto metodou je možno snímat i EKG křivku, srdeční tep a saturaci krve kyslíkem – SpO_2 .

6 Pulsní oximetr

Nejčastěji přenosný přístroj s různými možnostmi zobrazení a vyhodnocování informací v závislosti na vlastním konstrukčním řešení.

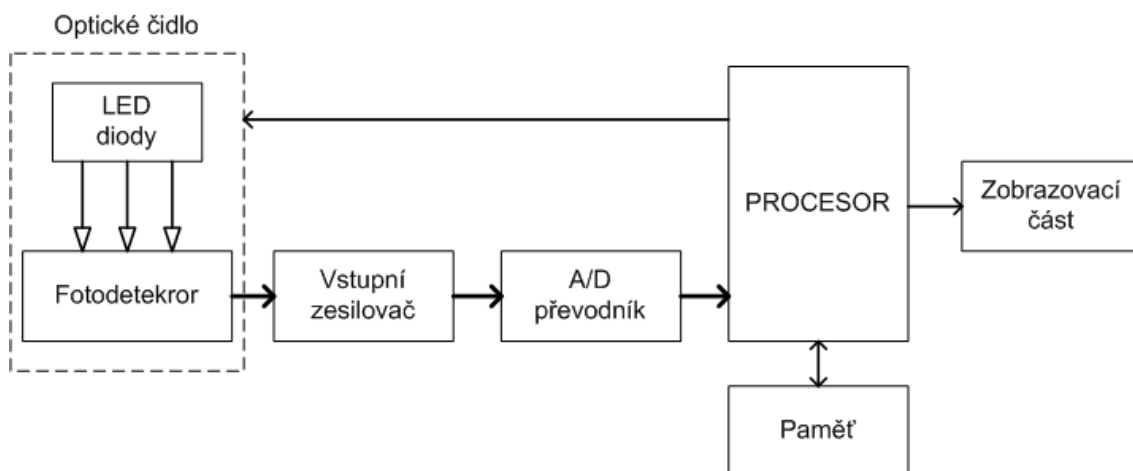
6.0 Konstrukční řešení



Obr.10 Možné podoby pulsních oximetrů a) stolní b) na zápěstí c) prstový d) příruční

[8][15]

6.1 Blokové schéma



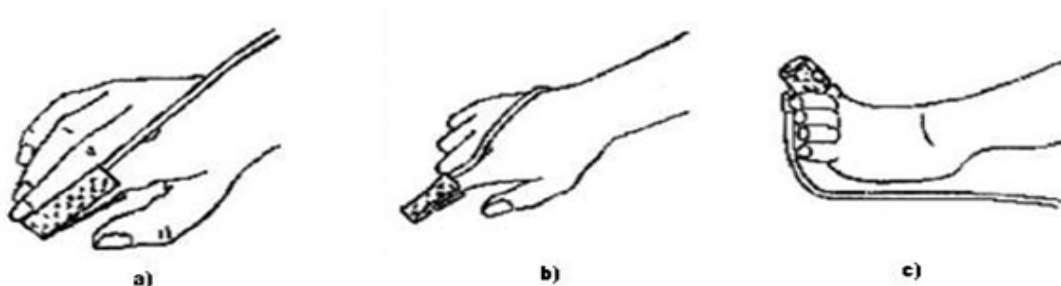
Obr.11 Principiální blokové schéma pulsního oximetru

Optické čidlo slouží ke střídavému měření absorpance červeného a infračerveného záření v tkáni – přepínání vlnových délek je řízeno procesorem v závislosti na fázi měřicího cyklu. Vstupní zesilovač zesiluje signál nízké napěťové úrovně z fotodetektoru, který odpovídá intenzitě dopadajícího záření. A/D převodník tento zesílený signál převádí do digitální podoby a procesor jej načítá. Naměřené hodnoty se uchovávají v paměti a na konci každého měřicího cyklu je vypočítána hodnota saturace a zobrazena na display. Zde je hodnota zobrazena do té doby, než je přepsána hodnotou z dalšího měření.

6.1.1 Optická sonda

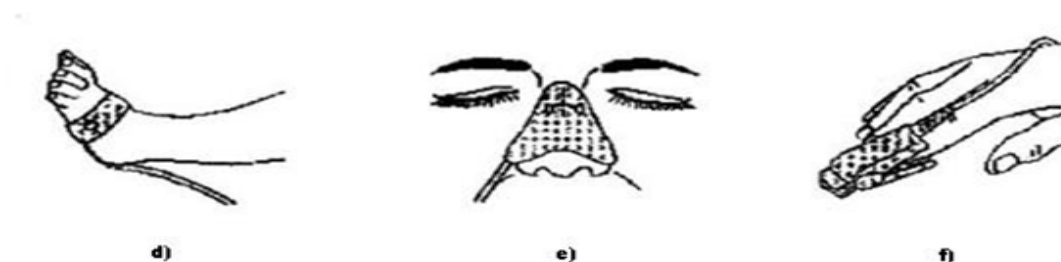
Základem měřicího vybavení každého oximetru je měřicí optická sonda v různém provedení. Nemusí být však jeho pevnou součástí. Připojuje se přes konektor, proto je možné používat u jednoho přístroje různé sondy podle konkrétních požadavků. Musí být ale kompatibilní, což bohužel často znamená od stejného výrobce. Kompatibilita spočívá ale jen v přípojném konektoru. Vnitřní uspořádání sondy bývá většinou stejné. Nejčastějším konektorem bývá dvouřadý 9ti pinový konektor. Součástí sondy je zdroj záření, dvě LED diody vyzařující červené a infračervené světlo. Diody nepracují nikdy současně, ale střídavě v závislosti na periodě měřicího cyklu. Naproti zdroje světelného záření je umístěn fotodetektor, kterým bývá ve zdravotnictví nejčastěji fotodioda.

Měřicí sondy jsou pak k dispozici v několika možných provedeních dle použití. Správný výběr sondy pro požadovaný způsob a typ měření vede k přesnějším výsledkům a k menším chybám.



Obr.12 Různá provedení měřících sond a) pro dospělé b) pro děti c) pro malé děti

[9]



Obr.13 Různá provedení měřících sond d) pro novorozence e) nasální snímač f) pro dospělé (opakované použití)

[9]

6.1.2 Vstupní zesilovač

V obvodu bývá zařazen za fotodiodu, kde slouží k zesílení napětí nízké úrovně (řádově mV). Musí mít poměrně velké zesílení a minimální šum. Nejčastěji se realizuje pomocí analogových operačních zesilovačů. Někdy bývá realizován jako digitální zesilovač, kdy je signál převeden hned do digitální podoby a softwarově filtrován a dále zpracováván. Tento způsob je ale náročnější na realizaci a je podstatně nákladnější. Proto se využívá jen u špičkových pulsních oximetrů. Celá jednotka vstupního zesilovače musí být z důvodu odolnosti proti rušení velmi dobře stíněna.

6.1.3 A/D převodník, procesor a paměť

A/D převodník převádí analogový signál ze vstupního zesilovače do digitální podoby. Procesor pak tyto hodnoty zpracovává. Výsledná hodnota přímo reprezentuje intenzitu záření dopadajícího na fotodiodu v optické sondě. Procesor také zároveň řídí přepínání vyzařovaných vlnových délek světla a další funkce přístroje. Do paměti se ukládají všechna naměřená data, která lze následně použít k dalšímu zpracování. Velikost paměti závisí na požadavku množství uložených dat.

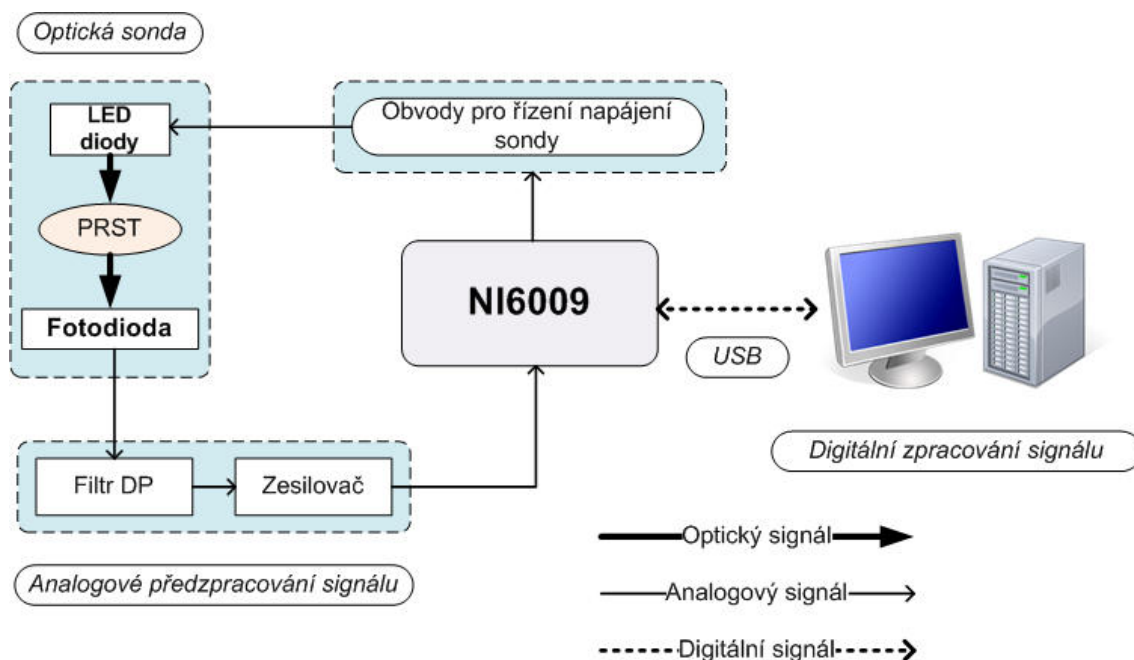
6.1.4 Napájecí zdroj

Musí zajišťovat napájení celého zařízení a musí být hlavně zálohovaný, funkční při výpadku síťového napájení. Musí být bezpečný z hlediska možného působení na pacienta nebo další osoby. Používají se hlavně niklkadmiové baterie.

7 Vlastní řešení

Pro přesné měření pulsní křivky za použití standardních optických senzorů je důležité zabezpečit, aby signál vystupující ze sondy byl v dostatečné kvalitě pro další softwarové zpracování. Dále je pak nutné signál upravit do takové podoby, aby bylo při měření ve výsledné laboratorní úloze zřejmé, jak křivka vypadá před a po odfiltrování složek signálu o vyšších frekvencích a v jakých napěťových rozmezích se křivka pohybuje.

7.0 Návrh měřicího řetězce



Obr.14 Blokové schéma vlastního řešení

7.1 Popis blokového schématu

Měření pulsní křivky je dle blokového schématu složeno ze 4 hlavních částí:

- Napájení optické sondy
- Analogové předzpracování signálu
- Převod analogového na digitální signál pomocí měřicí karty NI6009
- Softwarové zpracování signálu

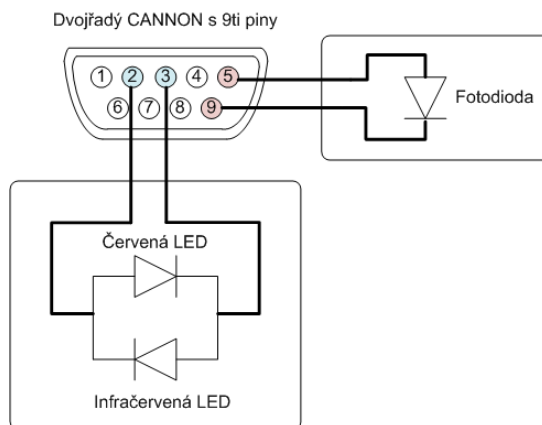
Napájení celého měřicího řetězce a řízení pulsního napájení LED diod v optické sondě je umožněno přes digitální výstupy měřicí karty NI6009. Z hodnoty signálu zaznamenané fotodiodou v optické sondě jsou analogově odfiltrovány signály s frekvencí vyšší než 15Hz. Takto odfiltrovaný signál je následně zesílen a převeden pomocí měřicí karty, která slouží také jako A/D převodník, na digitální signál a dále zpracováván pomocí softwarově vytvořeného grafického rozhraní taktéž v programu LabVIEW. Detailnější popis jednotlivých částí měřicího řetězce a jejich přesný význam při měření je uveden v následujících podkapitolách.

7.1.1 Optická sonda

K měření jsou použity optické sondy firmy Masimo a firmy RALL. Obě tyto sondy obsahují červenou a infračervenou LED diodu, které pracují na 660nm pro červenou LED diodu a 920nm pro infračervenou LED. Jako fotosnímač slouží fotodioda, která je nejcitlivější pro infračervenou LED, červená slouží jako kompenzace různých tloušťek prstů. Senzory jsou však natolik citlivé, že také při měření s červenou LED diodou je velmi dobře viditelná pulsní křivka.

Sondy se připojují k měřicímu řetězci přes 9ti pinový CANNON konektor. Před počátkem měření bylo nutno zjistit, na kterém z pinů je připojena fotodioda a na které jsou připojeny LED diody.

Protože pro ovládání LED diod slouží pouze dva piny a vždy při obrácení polarity na těchto pinech pracovala jiná dioda, je zřejmé, že LED diody jsou v sondě zapojeny antiparalelně.



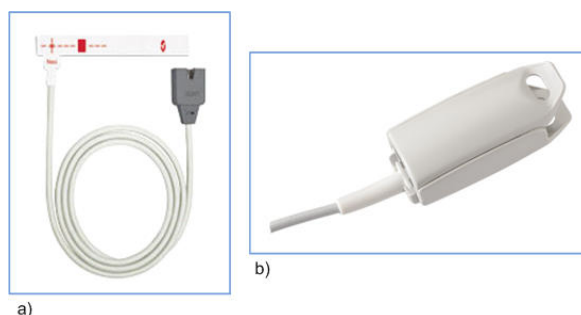
Obr.15 Zapojení optické sondy ke konektoru CANNON s devíti piny (pohled shora)

Tab.1 Význam jednotlivých pinů při zapojení optické sondy

PIN	Význam
2, 3	Antiparalelně zapojené LED diody
5	Výstup fotodiody - živý konec
9	Výstup fotodiody - stínění

Prstová klapka firmy RALL je určena pro běžné měření pulsní oximetrie u dospělých osob. Takovéto prstové klapky jsou v mnoha ohledech výhodnější, obzvláště tedy ekonomicky, než právě například senzory firmy Masimo. Tuto klapku je možno používat po dostatečné sterilizaci opakovaně, kdežto senzor Masimo SET LNCS Pdtx je určen pouze na několik výrobcem udávaných použití.

Senzor Masimo SET LNCS Pdtx se užívá obzvláště pro měření pulsní oximetrie v pediatrii. Udávané ideální měření je pro osoby od 10 – 50kg. Oproti klapkovým sensorům je tento více náchylný k poškození, neboť neobsahuje žádné zpevňující části.



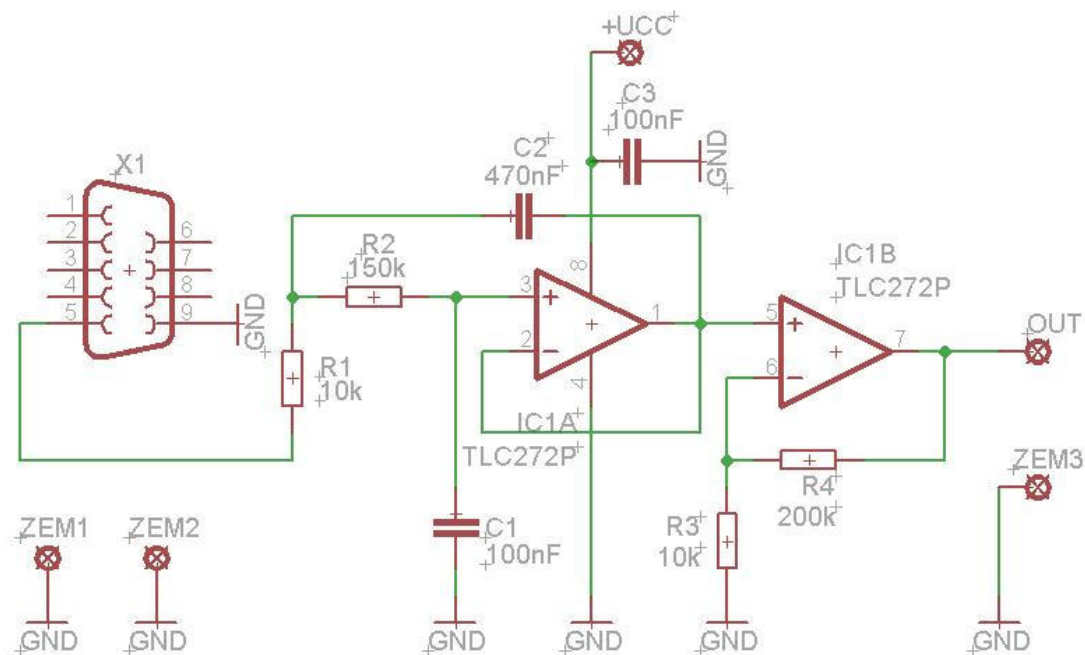
Obr.16 a) Masimo SET LNCS Pdtx b) prstová klapka firmy RALL

[11]

7.1.2 Analogové předzpracování signálu

Užitečná hodnota signálu pro měření pulsní křivky se pohybuje v jednotkách mV o frekvencích maximálně do 4Hz. Analogové předzpracování signálu slouží k zesílení užitečného signálu a k odfiltrování vyšších nežádoucích frekvencí, obzvláště pak síťové 50Hz, které by měření značně znehodnocovaly.

7.1.2.1 Schéma zapojení



Obr.17 Schéma zapojení

7.1.2.1.1 Význam zkratk pinů konektorů

X1 – CANNON 9pin	Označení	Význam
	PIN 5	Vstup svorky optické sondy
	PIN 9	Stínění
Výstup	Označení	Význam
	OUT	Výstup analogového předzpracování signálu
	ZEM3	Stínění pro výstupní signál
Napájení	Označení	Význam
	UCC	Kladné napájení +5V, měřicí karta PIN 31
	GND	Napájecí zem, měřicí karta PIN 32

7.1.2.1.2 Rozpis použitých součástek

Ks	Název	Typ. Označení	Hodnota	Poznámka
1	Rezistor R1	RR 11K	11k Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	Rezistor R2	RR 133K	133k Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	Rezistor R3	RR 10K	10k Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	Rezistor R4	RR 200K	200k Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
1	Kondenzátor C1	CK 100N/63V	100mF	Keramický kondenzátor
1	Kondenzátor C2	CK 470N/50V	470mF	Keramický kondenzátor
1	Integrovaný obvod OZ1A, OZ1B	TLC272		dvoj.op.zes.CMOS

7.1.2.2 Popis zapojení

Na vstup obvodu pro analogové předzpracování signálu je přiveden signál z fotodiody optické sondy. Vzhledem k vysokému rozlišení měřicí karty NI6009 je signál před digitálním zpracováním nutno dostatečně upravit.

Filtrování signálů pro měření pulsní křivky se nejčastěji realizuje filtry PP pro frekvence 0,5Hz – 15Hz. Odfiltrováním složek signálu o frekvencích nižších než 0,5Hz dochází k odstranění stejnosměrné složky signálu, kterou ale je pro měření při laboratorní úloze nutno ponechat. Proto je zvolen pouze filtr typu DP na 15Hz

Základem analogového předzpracování signálu je filtr DP, který je realizován první částí dvojitého operačního zesilovače TLC272 (viz schéma zapojení - OZ1AA). Filtr je v zapojení Sallen-Key a typu Bessel, z důvodu své stability výstupního signálu pro frekvence nižší než 15Hz. Signál vystupující z filtru je invertovaný oproti signálu do filtru vstupujícímu, zpětné invertování je zajištěno softwarově v LabVIEW.

Další částí analogového předzpracování signálu je zesilovač. Je realizován druhou částí dvojitého operačního zesilovače TLC272 (viz schéma zapojení - OZ1AB). Tento zesilovač je zapojen jako neinvertující operační zesilovač s dvacetinásobným zesílením. Tímto se zabezpečí, že hodnoty užitečného signálu budou dostatečně vysoké pro další softwarové zpracování v LabVIEW.

V případě, že není v optické sondě prst, čili nedochází k měření pulsní křivky, je fotodioda v sondě maximálně otevřená a je na ní měřitelné napětí do 30mV. Po zesílení 20krát se dostává OZ1AB do saturace a na jeho výstupu je měřitelné napětí 4,3V.

Při měření pulsní křivky, kdy v sondě prst je, je na výstupu fotodiody měřitelné napětí do 20mV, pak po zesílení na výstupu OZ1AB je hodnota napětí do 4V, je tedy možno dále zpracovat užitečný signál v LabVIEW.

7.1.3 NI6009

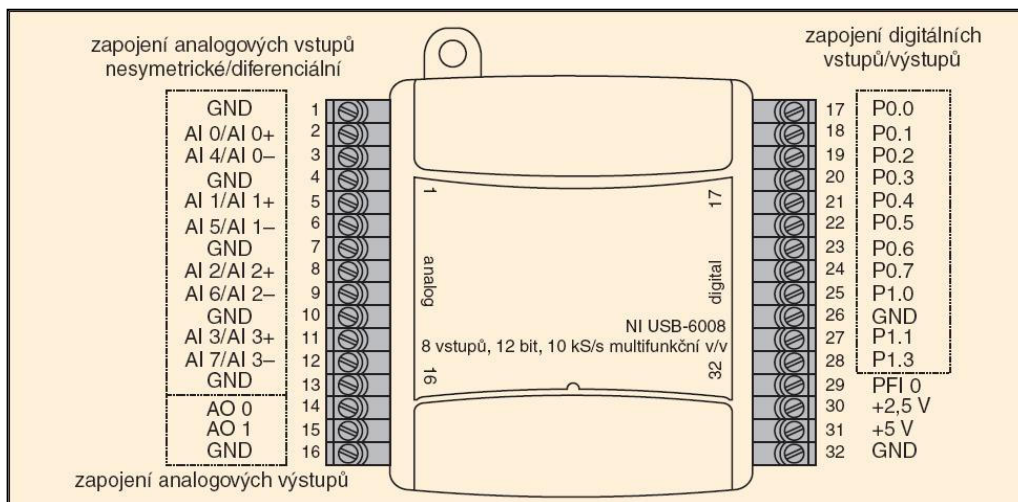
Měřicí karta NI6009 je v měřicím řetězci užita jako A/D převodník a zároveň také jako napájecí zdroj celého měřicího řetězce. K počítači se připojuje kabelem USB přes komunikační rozhraní USB (USB 2.0 full-speed).

Karta je vybavena osmi analogovými vstupy (AI 0 až AI 7 – Analog Input), dvěma analogovými výstupy (AO 0 a AO 1 – Analog Output) a dvanácti obousměrnými digitálními linkami (P0.0 až P1.3). Analogový signál lze přivést na vstup AI buď v nesymetrickém zapojení (kladný pól na vstup AI a záporný na zem GND), nebo v diferenciálním zapojení (kladný pól na vstup AI+ a záporný na vstup AI–), v případě měření pulsní křivky je signál přiveden na vstup v nesymetrickém zapojení. Zátěž se zapojuje mezi svorku P0.0 až P1.3 a zem GND. Typický proud zátěží je pak 5 mA. Po připojení optické sondy tedy klesne na říditelném digitálním výstupu karty napětí z +5V na 1,5V. Toto napětí je ale dostačující pro řízení napájení sondy.

[10][14]

Signál získaný z fotodiody vstupuje po analogovém předzpracování do zvoleného analogového vstupu karty. Zde je signál převeden do digitální podoby a poskytnut k dalšímu softwarovému zpracování v LabVIEW.

Pomocí stabilního výstupu na 31. pinu měřicí karty, +5V, je možno napájet celý měřicí řetězec, dále pak pomocí softwarově ovladatelných digitálních výstupů je řízeno pulsní napájení optické sondy.



Obr.18 Detail vstupů a výstupů měřicí karty

[14]

Základní charakteristika měřicí karty typu NI USB6009:

- 8 analogových vstupů, rozlišení 14bitů
- 2 analogové výstupy, rozlišení 12 bitů
- 1 stabilní +5V výstup s maximální proudovou zatížitelností až 200mA
- 12 TTL/CMOS digitálních I/O, maximální proudová zatížitelnost 5mA
- maximální vzorkovací frekvence 48kHz
- USB výstup do PC
- Vstupní rozsah [V] - ± 1 až ± 20
- Podporovaný software - NI LabVIEW



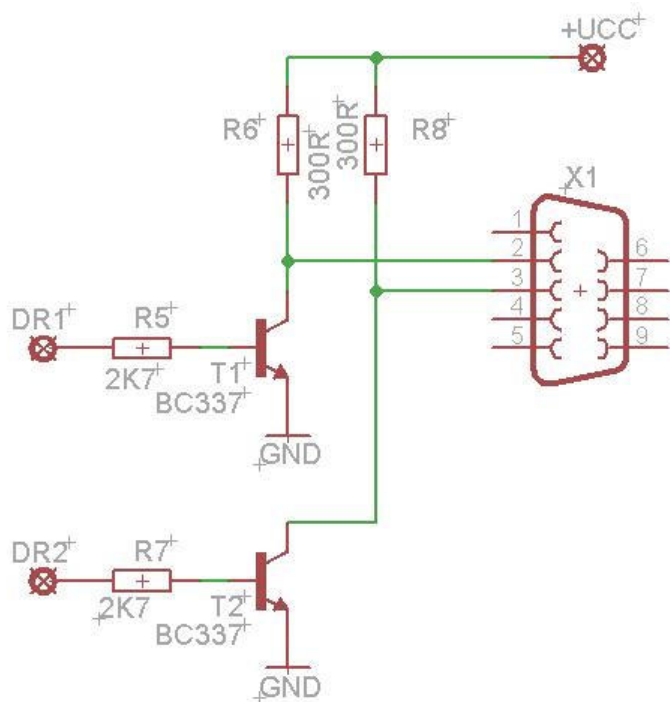
Obr.19 Měřicí karta NI6009

[10]

7.1.4 Napájení sondy

Protože diody v optických sondách jsou zapojeny antiparalelně a při měření je využito obou LED diod, bylo důležité zajistit přepínání napájení jednotlivých diod. Toto bylo vyřešeno pomocí spínání dvou NPN tranzistorů digitálními výstupy použité měřicí karty.

7.1.4.1 Schéma zapojení



7.1.4.2 Význam zkratk pinů konektorů

Napájení	Označení	Význam
	DR1	Řídící signál z měřicí karty, PIN P0.0
	DR2	Řídící signál z měřicí karty, PIN P1.0
	UCC	Kladné napájení +5V, měřicí karta PIN 31
	GND	Napájecí zem, měřicí karta PIN 32
X1 - CANNON 9pin	Označení	Význam
	PIN 2,3	Vstup pro řízení napájení optické sondy

7.1.4.3 Rozpis použitých součástek

Ks	Název	Typ. Označení	Hodnota	Poznámka
2	NPN tranzistor	BC337		
2	Rezistor R5, R7	RR 2K7	2,7k Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%
2	Rezistor R6, R8	RR 300R	300 Ω	Rezistor s kovovou vrstvou; 0,6W; 1%

7.1.4.4 Popis zapojení

Na báze tranzistorů jsou přivedeny signály z digitálních výstupů měřicí karty, kterými je softwarově řízeno přepínání mezi oběma LED diodami.

V případě, že na bázi tranzistoru T1 bude nulové napětí a na bázi tranzistoru T2 kladné napájecí napětí, tranzistor T1 zůstane zavřený, tedy na výstupu mezi kolektorem a emitorem bude napájecí napětí +5V, rozsvítí se infra LED dioda. V případě, že na bázi tranzistoru T1 bude kladné napájecí napětí a na bázi tranzistoru T2 nulové napětí, T2 zůstane uzavřený, T1 se otevře, na výstupu mezi kolektorem a emitorem T2 bude napájecí napětí +5V, bude svítit červená LED dioda.

Odpory R6 a R8 zajišťují dostatečně velké proudové omezení pro obě LED diody. Odpory R5 a R7 zajišťují aby nedošlo k proražení báze tranzistorů při řízení napájení pro jednotlivou LED diodu.

7.1.5 Návrh a realizace měřicího software

K realizaci vizualizačního software bylo vybráno vývojové prostředí LabVIEW od firmy National Instruments, verze 8.2.

Toto vývojové prostředí bylo vybráno zejména pro přímou komunikaci s měřicí kartou, která je také od firmy National Instruments, dále pro možnost vytvoření efektivního uživatelského rozhraní a pro možnost snímání pulsní křivky v reálném čase. Velkou výhodou je také vytvoření virtuálního přístroje, který lze uložit ve spustitelném formátu s příponou .exe. Velmi značnou výhodou je programování virtuálního přístroje pomocí tzv. „modulů“ v podobě ikon v uživatelské nabídce. Uživatel programuje ze široké nabídky funkcí, které tyto ikony nabízejí. Nemusí tedy programovat v řádcích, ale v jednotlivých blocích složených s těchto „modulů“.

Důležitým požadavkem bylo vhodně zobrazit měřený signál z optické sondy v reálném čase a následně jej dále softwarově upravit. Ke měření v reálném čase jsou použity moduly DAQmx, které jsou přímo určeny pro komunikaci karty NI6009 s programem LabVIEW.

Karty, které je možno ovládat DAQ moduly poskytují propojení mezi převodníky měřených veličin a počítačem. Těmito moduly je možno jak signál přicházející do karty snímat, tak je jimi možno také ovládat digitální výstupy karty, kterými je ve výsledné aplikaci možno přepínat měření pro jednotlivé vlnové délky v optické sondě. Software také má umožnit uživateli výběr, se kterou LED diodou bude měření probíhat.

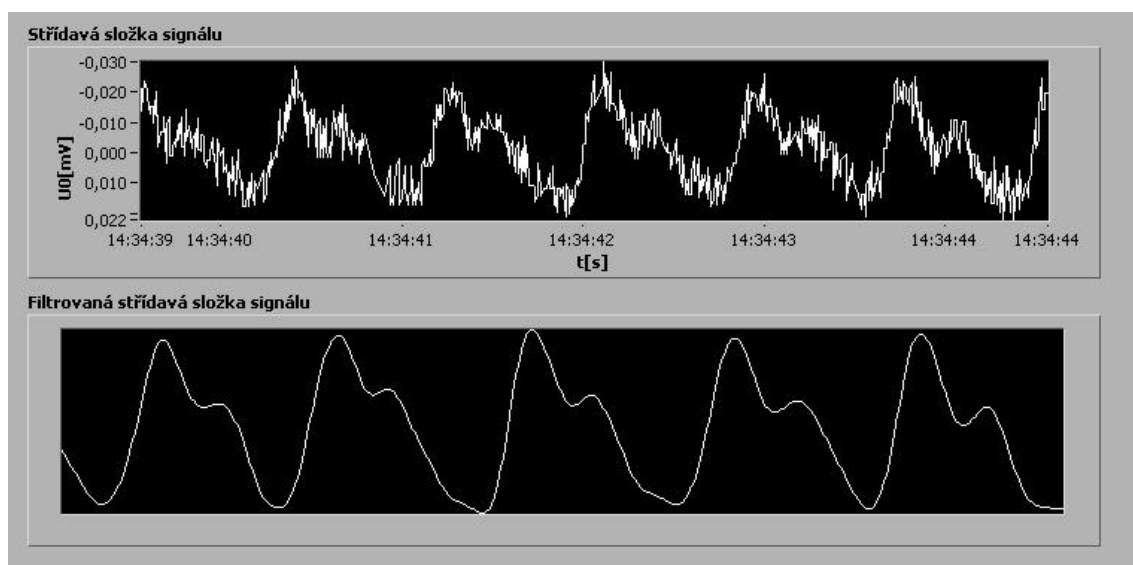
Celý program je uzavřen do smyčky while loop, která zajišťuje měření v čase. Měření probíhá následovně: Smyčka má nastaven opakovací čas, což znamená, že se po uplynutí toho času vždy provede znova. Tímto je také určena vzorkovací frekvence. V případě měření pulsní křivky byla zvolena frekvence 200Hz, to znamená, že měření se opakuje každých 5ms. Díky tak krátké době mezi jednotlivým změřením hodnoty signálu z optické sondy, lze měření považovat za kontinuální. Výsledné hodnoty jsou zaznamenávány do typu grafu waveform chart, který zobrazuje jednohodnotová data v konstantních intervalech na časové ose.

Po analogovém předzpracování signálu je stále přítomna stejnosměrná složka signálu, která je pro výsledné zobrazení pulsní křivky nežádoucí. Proto je snímaný signál normalizován, čímž dostaneme hodnotu stejnosměrné složky a ta je následně odečtena od celkového signálu. Výsledný signál je pouze střídavá složka z měřeného signálu.

Střídavá složka signálu je stále znehodnocena parazitními nežádoucími frekvencemi. K odfiltrování těchto frekvencí a tedy k vyhlazení signálu je použit IIR filtr jako DP. Z důvodu vyšší náročnosti zpracování dat při filtrování je filtrovaný signál je zobrazován s malým zpožděním několika ms oproti nefiltrovanému signálu.

Vzhledem k tomu, že při analogovém předzpracování je signál invertován, je provedena zpětná inverze signálu přímo v nastavení pro zobrazení hodnot v grafu. Z tohoto důvodu jsou na osách výsledných grafů záporné hodnoty nad nulou a kladné pod nulou.

Na počátku měření je možno zvolit port pro vstup analogového signálu do karty NI6009 a port pro výstup řídicího signálu pro napájení optické sondy. Uživatel má při měření možnost sledovat signál se stejnosměrnou složkou, střídavou složku signálu a výslednou filtrovanou složku signálu – pulsní křivku.



Obr.20 Výsledné měření -> horní graf – střídavá složka signálu před softwarovým filtrováním, spodní graf – střídavá složka signálu po filtraci (měření pomocí infračervené LED diody)

8 Závěr

Bakalářská práce je věnována problematice měření pulsní oximetrie. V práci jsou teoreticky popsány principy měření pulsní křivky a technické parametry pulsních oximetrů. Součástí práce je také laboratorní úloha, která slouží pro praktické ověření získaných znalostí z teoretického studia měření pulsní oximetrie, pro demonstraci samotného měření pulsní křivky a k přibližnému výpočtu saturace krve kyslíkem.

Před návrhem a realizací laboratorní úlohy bylo nutné zanalyzovat standardní fotopletysmografický senzor v podobě optické sondy a zrealizovat pomocí něj měřící řetězec pro měření pulsní křivky. Prvním a důležitým krokem před započítím práce, bylo obstarat si optickou sondu. Podařilo se mi získat optické sondy od firmy Massimo a od firmy RALL. Vzhledem k tomu, že jsem měl sond několik, mohla být jedna použita na testování a díky tomu bylo zjištěno, jaké optické prvky sonda obsahuje a jakým způsobem je řešeno zapojení v konektoru pro připojení sondy k přístroji pulsního oximetru.

Dalším krokem bylo navrhnutí takového měřícího řetězce, kterým by bylo možno zajistit kvalitní měření pulsní křivky a na kterém by bylo jasné zřetelné, jakým způsobem je třeba měřený signál zpracovávat. K zobrazení naměřených výsledků, tedy k zobrazení pulsní křivky, byl vytvořen ovládací program ve vývojovém prostředí LabVIEW. Zde je možno nejen měřit pulsní křivku, ale také si zvolit, se kterou vlnovou délkou budeme měřit, tedy je zde možno přepínat mezi napájením pro jednotlivé LED diody v optické sondě.

Posledním krokem, po zanalyzování optické sondy a po navržení měřícího řetězce, bylo vytvoření laboratorní úlohy. Laboratorní úloha se stane součástí praktických cvičení určených pro studenty oboru Biomedicínský technik a napomůže tak lépe pochopit problematiku měření pulsní křivky a saturace krve kyslíkem. Z tohoto důvodu byl navržen měřící řetězec takovým způsobem, aby co nejjasněji ukázal funkci a princip jednotlivých částí zpracování signálu z optické sondy, které se při měření pulsní křivky uplatňují.

Studenti budou mít možnost měřit pulsní křivku pomocí infračervené LED diody, pak přepnutím napájení diod ve vytvořeném ovládacím programu v LabVIEW, pomocí červené LED diody a porovnat hodnoty signálu pro obě vlnové délky. Při měření se také využívá měření střední hodnoty signálu, díky které pak studenti mohou dopočítat přibližnou saturaci krve kyslíkem.

Měřící řetězec byl navržen tak, aby byl pro studenty v průběhu měření výsledné laboratorní úlohy efektivní pomůckou při studiu problematiky pulsní oximetrie. Do budoucna by se laboratorní úloha mohla obohatit o měření pomocí obou LED diod zároveň.

9 Seznam použité literatury

- [1] Imramovský, M. (2007). *Zdravotnické elektrické přístroje I*. Praha: Garda
- [2] Bronzino Joseph, D. (2000) *The Biomedical Engineering Handbook - Optical Sensos*. Boca Raton: Florida USA
- [3] Herget, J. (2007). *Transport O_2 a CO_2 krví* [Online].
<http://fyziologie.lf2.cuni.cz/uceni/lecture_notes/transport_plynu/index.htm#obr2>.
- [4] Barker Steven J. (2006). *Oximetry* [Online]. <<http://www.oximeter.org/>>
- [5] Anonymous. (2006). *Pulse oximeter technology* [Online].
<http://www.turnermedical.com/Pulse_Oximeter_Technology.htm>
- [6] Anonymous. (2006). *Pulsní oximetry Nonin* [Online]. <<http://www.mediset.cz/index2-cz1.htm> >
- [7] Anonymous. (2006). *Hemoglobin* [Online]. <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Hemoglobin>>
- [8] Anonymous. (2008). *ALWIL medici produktový katalog* [Online].
<http://www.alwilmedical.com/pdfs/alwil_puls_ox.pdf>
- [9] Anonymous. (2008). *SPO measurement* [Online]. <<http://www.masimo.com/spco/>>
- [10] Anonymous. (2008). *NI USB-6009* [Online].
<<http://sine.ni.com/nips/cds/view/p/lang/en/nid/14605>>
- [11] Anonymous. (2008). *Masimo SET LNCS Pdtx* [Online]. <<https://www.aedsuperstore.com/physio-control-medtronic-lifepak-12-20-lncs-neonatal-pt-1-neopt-adhesive-masimo-set-disposable.html#> >
- [12] Anonymous. (2008). *Arteriograf* [Online]. <<http://www.icc.hu/webcz/doc/arteriograf.pdf>>
- [13] Karen Carlson, K., Debra Lynn-McHale, J. (2007). *Oxygen saturation - monitoring by pulse oximetry* [Online]. <http://www.aacn.org/WD/Practice/Docs/ch_14_PO.pdf>
- [14] Jaroslav, V. (2008). *Multifunkční karta a její aplikace* [Online].
<<http://www.automatizace.cz/article.php?a=2392>>
- [15] Anonymous. (2009). *Pulsní oximetry* [Online]. <<http://www.lhlsro.cz/pulzni-oxymetry.html>>

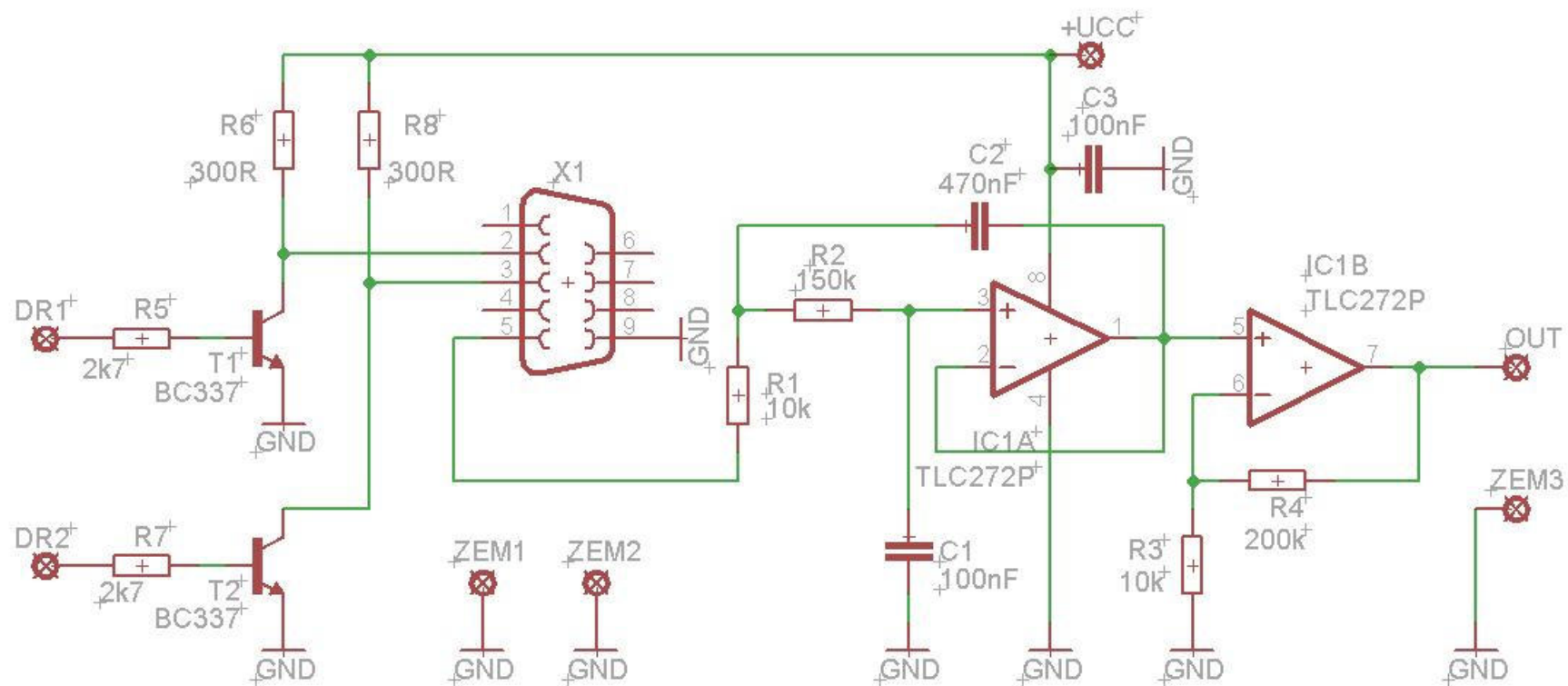
10 Seznam obrázků

Obr.1	a) červená krvinka - erytrocyt b) stavba hemoglobinu c) chemická stavba sloučeniny HEM s centrálním atomem železa, který na sebe váže kyslík.....	5
Obr.2	Disociační křivka hemoglobinu pro kyslík.....	7
Obr.3	Intenzita záření v závislosti na vlnové délce pro červenou a infračervenou LED diodu	9
Obr.4	Graf závislosti absorpčního koeficientu na vlnové délce	12
Obr.5	Princip optické metody měření	12
Obr.6	Pulsní vlna	13
Obr.7	Míra absorpce záření v krvi.....	14
Obr.8	Uspořádání reflexního snímače pro pulsní oximetrii.....	15
Obr.9	Uspořádání transmisního snímače pro pulsní oximetrii.....	15
Obr.10	Možné podoby pulsních oximetrů a) stolní b) na zápěstí c) prstový d) příruční	17
Obr.11	Principiální blokové schéma pulsního oximetru	18
Obr.12	Různá provedení měřících sond a) pro dospělé b) pro děti c) pro malé děti	19
Obr.13	Různá provedení měřících sond d) pro novorozence e) nasální snímač f) pro dospělé (opakované použití)	19
Obr.14	Blokové schéma vlastního řešení.....	21
Obr.15	Zapojení optické sondy ke konektoru CANNON s devíti-ti piny (pohled shora)	23
Tab.1	Význam jednotlivých pinů při zapojení optické sondy.....	23
Obr.16	a) Masimo SET LNCS Pdtx b) prstová klapka firmy RALL	23
Obr.17	Schéma zapojení.....	24
Obr.18	Detail vstupů a výstupů měřící karty	26
Obr.19	Měřicí karta NI6009	27
Obr.20	Výsledné měření -> horní graf – střídavá složka signálu před softwarovým filtrováním, spodní graf – střídavá složka signálu po filtraci.....	31

11 Seznam příloh

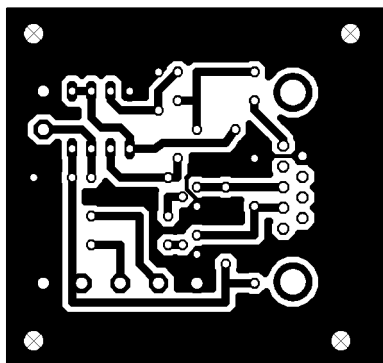
Příloha I. Schéma zapojení	-1-
Příloha II. Deska plošného spoje	-2-
Příloha III. Přední panel měřicího software	-3-
Příloha IV. Zdrojový kód měřicího software	-4-
Příloha V. Laboratorní úloha	-5-

Příloha I. Schéma zapojení

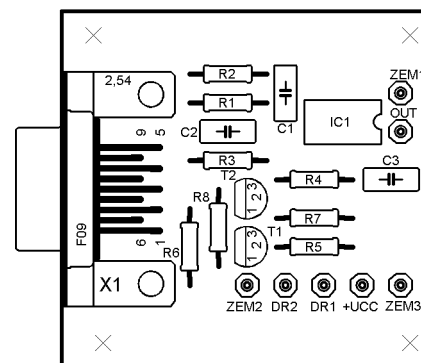


Příloha II. Deska plošného spoje

Návrh (1:1) byl vytvořen v programu EAGLE Layout Editor 5.3.0

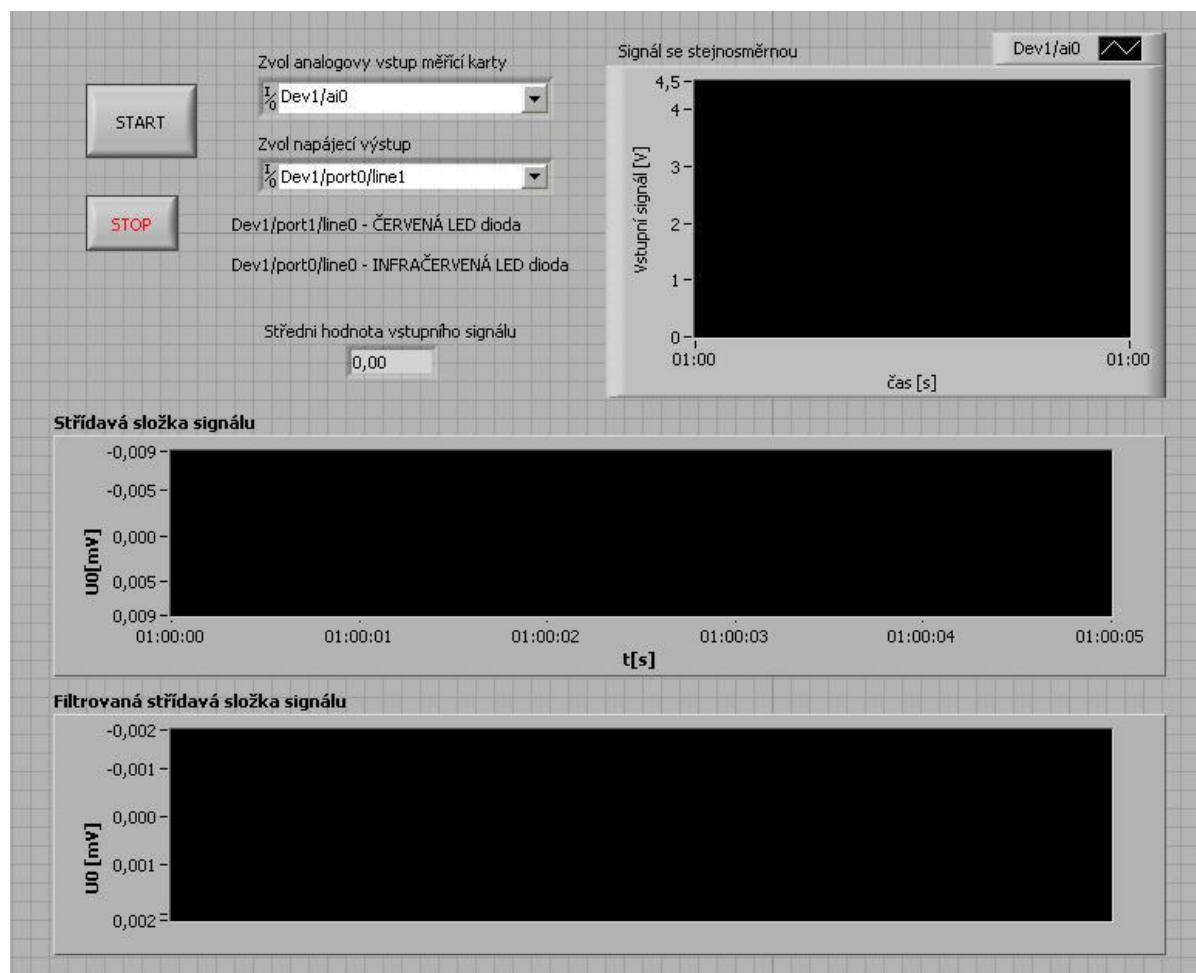


Obrazec desky plošných spojů (pohled zespodu)

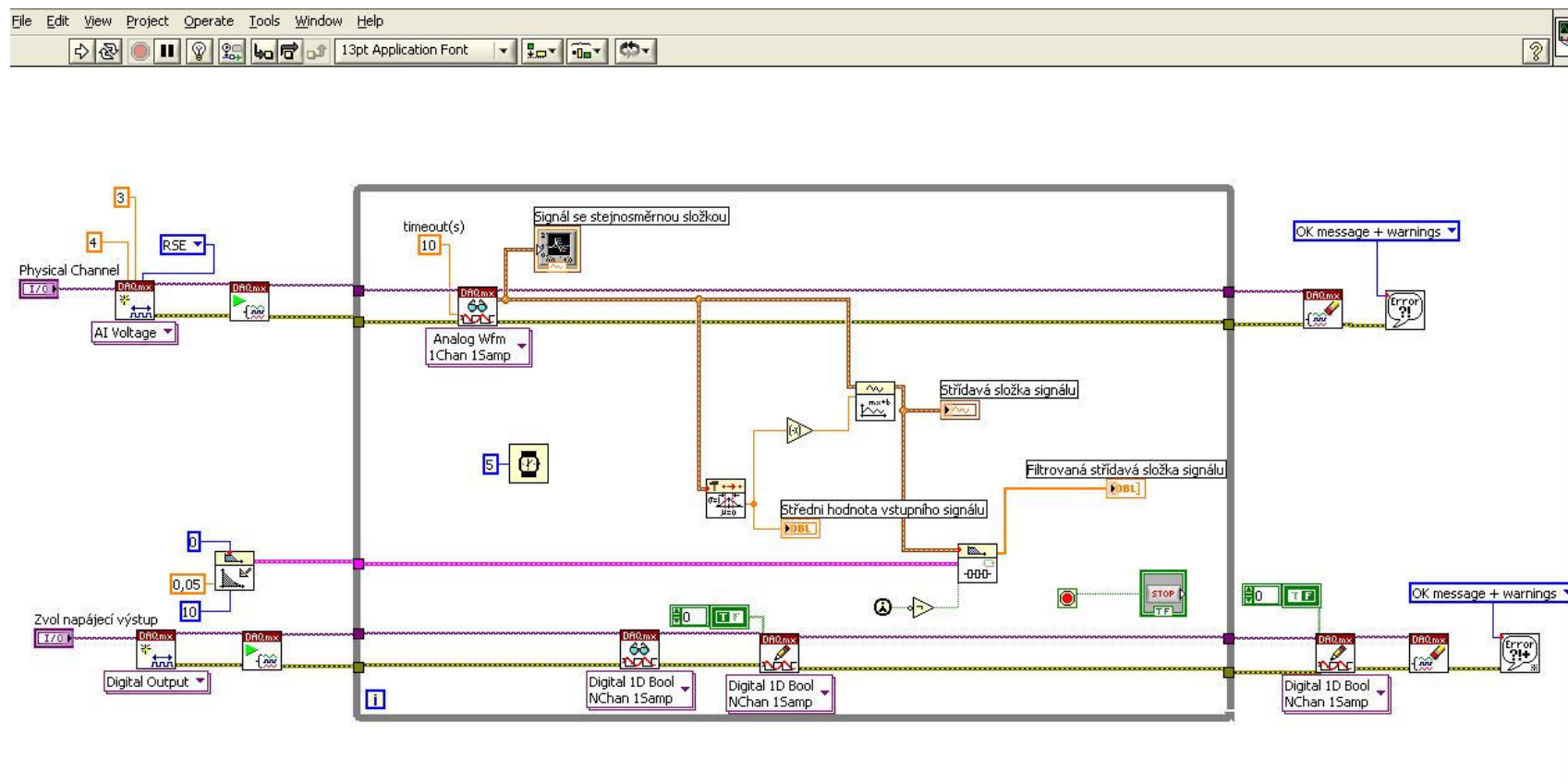


Obrazec desky plošných spojů (rozmístění součástek
na desce plošných spojů)

Příloha III. Přední panel měřicího software



Příloha IV. Zdrojový kód měřicího software



Příloha V. Laboratorní úloha

1 Měření pulsní křivky

1.1 Cíl úlohy

Prostřednictvím této laboratorní úlohy se student naučí

- pracovat s měřicím řetězcem pro měření pulsní křivky
- měřit pulsní křivku v reálném čase, vypočítat přibližnou hodnotu saturace krve kyslíkem

a bude moci sledovat chování signálu

- před a po softwarovém odfiltrování signálu v LabVIEW
- s a bez přítomnosti stejnosměrné složky signálu

1.2 Zadání

1. Seznamte se s principem funkce analogového předzpracování signálu a s funkcí optické sondy
2. Zapojte měřicí řetězec a v programu SPO.exe a měřte pulsní křivky pomocí LED diod dvou vlnových délek, které sonda obsahuje
3. Zhodnoťte rozdíly při měření pro každou vlnovou délku a zhodnoťte chování signálu s/bez přítomností stejnosměrné složky a před/po softwarovým odfiltrováním v Labview

1.3 Předpokládané znalosti

Pro tuto úlohu se vyžaduje nastudování:

- Kapitola 5, Oximetrie [PET_Pulsní_Oximetrie]
 - kapitola 5.2.2, Princip pulsní oximetrie
 - kapitola 5.2.3, Pulsní křivka
- Kapitola 6, Pulsní oximetr [PET_Pulsní_Oximetrie]
 - kapitola 6.3.1, Optická sonda
- Příloženého popisu funkcí jednotlivých částí měřicího řetězce

1.4 Použité vybavení

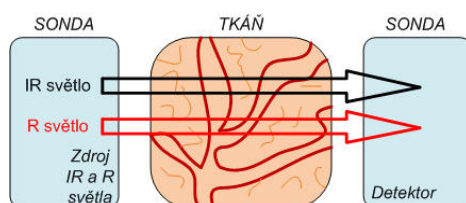
- Měřicí karta NI6009
- Optická sonda v podobě prstové klapky
- Měřicí přípravek pro analogové předzpracování signálu
- Měřicí software pro měření pulsní křivky

1.5 Teoretický rozbor

Pulsní oximetrie je diagnostická metoda, umožňující neinvazivní měření nasycení krve kyslíkem a měření pulsni křivky. V této laboratorní práci se budeme zabývat zpracováním signálu pro měření pulsni křivky.

Měření se provádí výhradně optickou metodou, kdy optická sonda obsahuje zdroj světelného záření, a to zdroj záření dvou vlnových délek v jedné speciální LED diodě. Nejčastěji naproti ní je umístěn světlo citlivý prvek. Používá se jen fotodiody, neboť má oproti fototranzistoru nebo fotorezistoru daleko větší spektrální rozsah a vyšší citlivost.

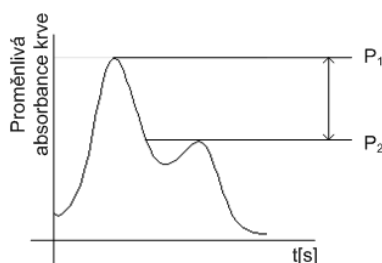
Pulsní oximetrie tedy pracuje na základě střídavého měření na dvou různých vlnových délkách. Pomocí červené a infračervené LED diody, které emitují světlo o vlnových délkách, červené – 600-750nm a infračervené – 850-1000nm, se prosvěcuje dobře prokrvená tkáň, nejčastěji prst, popřípadě i ušní lalůček. Tyto tkáně obsahují velmi hustou síť vlásečnic a jsou dobře zásobeny krví, jsou velmi dobře prosvětlitelné a jsou to snadno přístupná místa.



Obr.21 Princip optické metody měření

Prostřednictvím fotodiody se pak měří intenzita světelného záření prošlého tkání. Tato intenzita bude záviset na vlastnostech diod LED, optických vlastnostech prosvěcované tkáně a vlastnostech fotodiody.

Při změnách tlaku krve a saturaci krve kyslíkem v souvislosti s činností srdce se mění objem kapilár, což způsobuje změnu absorpce, odrazu a rozptylu světla. Na základě těchto údajů se pak měří pulsni křivka, která představuje v čase měnící se složku absorpce krve.



Obr.22 Pulsní vlna

Srdeční stah vyvolá vznik tlakové vlny v artérii, jejíž maximální hodnota je P1. Tato vlna po dosažení oblastí malých artérií z části pronikne do nich a z části se od nich odrazí, čímž se v artérii objeví tlaková vlna, která se šíří v protisměru. V důsledku odrazu tlakové vlny se objeví ve tvaru tlakové vlny další maximální hodnota. Odražená tlaková vlna zvýší krevní tlak v systole, který má jinak tendenci postupně se snižovat. Takto vzniklé druhé tlakové maximum označujeme jako P2.

Metoda vychází z poznatku, že v oblasti červené části světelného spektra je velký rozdíl mezi propustností krve dobře nasycené kyslíkem a krve obsahující málo kyslíku, zatímco v infračervené oblasti světla je propustnost světelného záření na nasycení krve kyslíkem nezávislá.

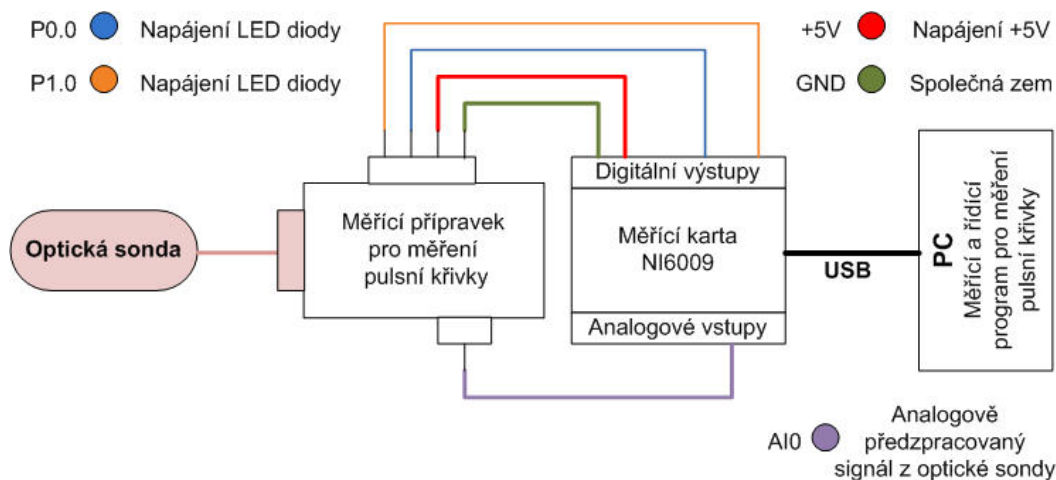
1.6 Pracovní postup

1.6.1 Postup k bodu č. 1 zadání

Prostudujte princip funkce jednotlivých částí měřicího řetězce z příložené dokumentace, která je přiložená k laboratorní úloze. Zaměřte svou pozornost obzvláště na zapojení a popis optické sondy a popis funkce analogového předzpracování signálu.

1.6.2 Postup k bodu č. 2 zadání

Zapojte měřicí řetězec dle uvedeného schématu



Otevřete program SPO.exe, zvolte port pro snímání analogového signálu na měřicí kartě a port pro požadovanou LED diodu.

1.6.3 Postup k bodu č. 3 zadání

Měřte nejprve pulsní křivku pomocí infračervené LED diody, zaměřte svou pozornost na střední hodnotu signálu a na chování signálu bez filtrování a bez stejnosměrné složky. Střední hodnotu zaznamenejte do tabulky a následně vypočítejte skutečnou hodnotu signálu před analogovým předzpracováním, jestliže víte, že tato část měřícího řetězce zesiluje 20x.

Z měřené pulsní křivky vypočítejte tep měřené osoby, jestliže víte, že jeden tep symbolizuje jednu pulsovou vlnu a je Vám znám čas měření, zobrazený na ose x v grafu. Výpočet tepů/min lze docílit jednoduchou trojčlenkou.

Tyto měření opakujte pro každou vlnovou délku, tedy každou LED diodu, zvlášť.

Do tabulky si zaznamenejte v průběhu měření střední hodnoty signálu pro každou LED diodu.

1.7 Výsledky

Tab.1 tabulka zaznamenaných hodnot

LED dioda	Střední hodnota signálu [V]	Skutečná hodnota signálu [mV]	Počet tepů/min	Frekvence srdce [Hz]
červená				
infračervená				

Tab.2 tabulka středních hodnot

LED dioda	Střední hodnota [V]	Přibližná hodnota saturace [%]
červená		
infračervená		

1.8 Příklady výpočtů

Skutečná hodnota signálu:

$$U_0 = \frac{U_{stř}}{M} \quad (1.1)$$

kde:

U_0 [V]... skutečná hodnota užitečného signálu

$U_{stř}$ [V]... střední hodnota užitečného signálu po zesílení

M ... zesílení signálu (20x)

Tep a srdeční frekvence:

$$Tep = P \cdot t \quad (1.2)$$

kde:

Tep ... počet tepů

P ... počet pulsových vln na zobrazované části grafu

t [s]... celkový čas na zobrazované části grafu

(pozn. Ve výsledcích je požadován počet tepů za minutu, čas je v sekundách)

Srdeční frekvence

$$f_{srde} = \frac{Tep}{60} = \frac{P}{t} \quad (1.3)$$

Přibližná hodnota saturace:

Hodnota signálu z optické sondy ve chvíli kdy se neměří:

infračervená LED – 0,3mV, červená LED – 0,28mV

(skutečná hodnota signálu po zesílení není viditelná, neboť se operační zesilovač v poslední části analogového předzpracování signálu dostává do saturace)

$$SPO_2 = \frac{A_{infra}}{A_{červená}} \quad (1.4)$$

A - jako absorpce světla prošlého tkání je zde definována jako rozdíl od maximální hodnoty měřeného signálu a střední hodnoty při měření pulsní křivky:

pro infračervenou LED $A_{infra} = (0,3 \cdot 20)$ – střední hodnota signálu při měření s infra LED

pro červenou LED $A_{červená} = (0,28 \cdot 20)$ – střední hodnota signálu při měření s červenou LED

1.9 Kontrolní otázky

1. Na jaké vlnové délce pracuje infračervená LED dioda?
2. Na jaké vlnové délce pracuje červená LED dioda?
3. Z jakého důvodu je signál před konečným zpracováním filtrovat?
4. Jakou má frekvenci užitečný signál při měření pulsní křivky a proč?
5. V jakých hodnotách se užitečný signál pohybuje?

1.10 Závěr